

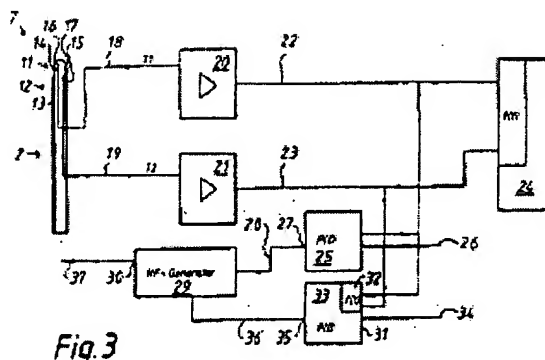
**Radio-frequency coagulation device for surgical purposes**

**Patent number:** DE3838840  
**Publication date:** 1990-05-23  
**Inventor:** STOCKERT RUEDIGER (DE)  
**Applicant:** FISCHER MET GMBH (DE)  
**Classification:**  
- **international:** A61B18/12; A61B18/14; A61B17/00; A61B18/12;  
A61B18/14; A61B17/00; (IPC1-7): A61B17/39;  
G01K3/10; G01K3/14; G01K7/16  
- **europaen:** A61B18/12G; A61B18/14N; A61B18/14R  
**Application number:** DE19883838840 19881117  
**Priority number(s):** DE19883838840 19881117

Report a data error here

**Abstract of DE3838840**

A radio-frequency coagulation device for surgical purposes has a RF generator (29) and a RF power control circuit (20, 21, 25, 31, 32, 33). Furthermore, provision is made of a coagulation instrument (2) having a coagulation head (7) which has a heating head (11) and a passive region (12). A first temperature sensor (16) is arranged in the heating head (11). A second temperature sensor (17) is arranged in the passive region (12) at a predetermined distance from the first temperature sensor (16). The dissipated RF power of a RF generator (29) is regulated via the temperatures measured in the RF power control circuit (20, 21, 25, 31, 32, 33) by means of the temperature sensors (16, 17) in such a way that the size of the clot (coagulum) formed can be regulated precisely.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide



DEUTSCHES  
PATENTAMT

②① Aktenzeichen: P 38 38 840.5  
②② Anmeldetag: 17. 11. 88  
②③ Offenlegungstag: 23. 5. 90

⑤⑤ Int. Cl. 5:  
A61B 17/39  
G 01 K 3/10  
G 01 K 3/14  
G 01 K 7/16

DE 3838840 A1

⑦① Anmelder:  
Fischer MET GmbH, 7800 Freiburg, DE  
  
⑦④ Vertreter:  
Rackette, K., Dipl.-Phys. Dr.-Ing., Pat.-Anw., 7800  
Freiburg

⑦② Erfinder:  
Stockert, Rüdiger, 7800 Freiburg, DE

⑤④ Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung für chirurgische Zwecke

Eine Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung für chirurgische Zwecke verfügt über einen HF-Generator (29) und eine HF-Leistungssteuerschaltung (20, 21, 25, 31, 32, 33). Weiterhin ist ein Koagulationsinstrument (2) mit einem Koagulationskopf (7) vorgesehen, welcher über einen Heizkopf (11) und einen passiven Bereich (12) verfügt. Ein erster Temperatursensor (16) ist in dem Heizkopf (11) angeordnet. In dem passiven Bereich (12) ist in einem vorbestimmten Abstand zu dem ersten Temperatursensor (16) ein zweiter Temperatursensor (17) angeordnet. Die abgegebene HF-Leistung eines HF-Generators (29) wird über die mit den Temperatursensoren (16, 17) gemessenen Temperaturen in der HF-Leistungssteuerschaltung (20, 21, 25, 31, 32, 33) derart geregelt, daß die Größe des gebildeten Koagulats genau geregelt werden kann.

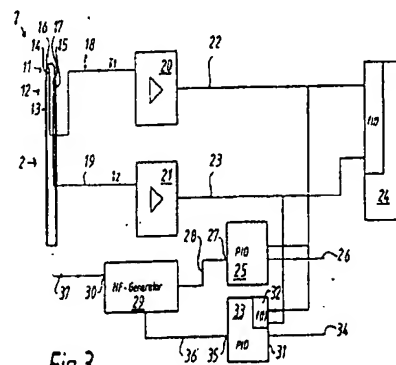


Fig. 3

DE 3838840 A1



## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung für chirurgische Zwecke, mit einem HF-Generator, einer HF-Leistungssteuerschaltung, einem Koagulationsinstrument, das über einen Koagulationskopf verfügt, der einen Heizkopf und einen passiven Bereich aufweist, wobei ein erster Temperatursensor in dem Heizkopf angeordnet ist.

Eine derartige Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung ist aus der DE-PS 31 20 102 bekannt. Die dortige Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nutzt die Erkenntnis aus, daß sich relativ unabhängig vom jeweiligen Gewebeaufbau bei bipolaren Koagulierungsinstrumenten und bei Anwendung unterschiedlicher Leistungen Zeitverläufe des Impedanzbetrages während der Koagulation ergeben, die jeweils den gleichen charakteristischen Verlauf aufweisen.

Die Durchblutung des Gewebes kann aufgrund der physischen Konstellation des Patienten stark schwanken. Bereits aus diesem Grunde liefert die Impedanzmessung des sich erwärmenden Gewebes nur ungenau die Größe des Koagulats, das sich während der HF-Einspeisung ausbildet.

Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs genannten Art zu schaffen, die es bei chirurgischen Eingriffen ohne Sicht auf das zu koagulierende Gewebe gestattet, die Größe des sich bildenden Koagulats fortlaufend zu überwachen und zu kontrollieren.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß das Koagulationsinstrument in dem passiven Bereich außerhalb des Heizkopfes über mindestens einen zweiten Temperatursensor verfügt, der in einem vorbestimmten Abstand zu dem ersten Temperatursensor angeordnet ist.

Durch eine kontinuierliche Temperaturmessung der Spitze des Koagulationsinstrument und einer Regelung der in die Heizkopf zugeführten HF-Leistung kann die Temperatur im Zentrum des zu koagulierenden Gewebes auf eine Maximaltemperatur stabilisiert werden. Dadurch wird wirkungsvoll die Verklebung, Austrocknung und Verschorfung des sich um die Heizkopf befindlichen Gewebes verhindert.

Die Anordnung eines zweiten Temperatursensors im passiven Bereich des Koagulationsinstrumentes gestattet die kontinuierliche Messung der Temperatur des in einem räumlichen Abstand zum Heizkopf des Koagulationsinstrumentes vorliegenden Gewebes. Der zeitliche Temperaturverlauf in Gewebe, das sich in einem räumlichen Abstand vom Zentrum der Koagulation befindet, gestattet zuverlässig auf die Größe des Koagulats zu jedem Zeitpunkt der Koagulation zu schließen.

Die Anordnung mehrerer Temperatursensoren in verschiedenen Abständen zum Heizkopf verbessert die Daten für die Berechnung der Größe des vorliegenden Koagulats.

Nachfolgend werden vier Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigt

Fig. 1 eine nicht maßstäblich gezeichnete, schematische Seitenansicht eines teilweise aufgeschnittenen distalen Endbereichs eines Koagulationsinstrumentes gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 2 einen Schnitt durch den strichpunktierten Ausschnitt II aus der Fig. 1 in einer Seitenansicht,

Fig. 3 ein Blockschaltbild einer HF-Ansteuer- und Regelschaltung zusammen mit dem in nicht maßstäblicher

Weise schematisch dargestellten Koagulationsinstrument,

Fig. 4 ein einfaches Temperatur-Zeitdiagramm für den Verlauf einer Koagulation,

Fig. 5 eine schematische aufgeschnittene Seitenansicht eines distalen Endbereichs eines Koagulationsinstrumentes gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel,

Fig. 6 einen Halbschnitt des distalen Endbereichs des Koagulationsinstrumentes gemäß einem dritten Ausführungsbeispiel,

Fig. 7 eine schematische Draufsicht auf den ausgerollten Mantel eines Teiles des distalen Endbereichs des Koagulationsinstrumentes gemäß dem dritten Ausführungsbeispiel,

Fig. 8 einen Querschnitt durch das Koagulationsinstrument in weiterem Abstand von seinem Heizkopf gemäß einer weiteren Ausführungsform und

Fig. 9 eine nicht maßstäblich gezeichnete, schematische Seitenansicht eines teilweise aufgeschnittenen distalen Endbereichs eines Koagulationsinstrumentes gemäß einem vierten Ausführungsbeispiel.

Die Fig. 1 zeigt eine nicht maßstäblich gezeichnete, schematische Seitenansicht eines teilweise aufgeschnittenen distalen Endbereichs 1 eines Koagulationsinstrumentes 2. Bei einem stereotaktischen chirurgischen Eingriff ist der distale Endbereich 1 in das Gehirngewebe eines Patienten vorgeschoben. Der in der Zeichnung nicht dargestellte, sich außerhalb des Patienten befindliche proximale Endbereich des Koagulationsinstrumentes 2 ist mit einer in der Fig. 3 gezeigten elektronischen Ansteuer- und Auswerteschaltung für das Koagulationsinstrument 2 verbunden.

Das Koagulationsinstrument 2 verfügt über ein Einführungsrohr 3 und einen Koagulationsschaft 4. Das Einführungsrohr 3, das einen Durchmesser von mehreren Millimetern haben kann, weist eine durchgehende konzentrische Zentralbohrung 5 auf, die in der Nähe des vorderen abgerundeten Endes des distalen Endbereichs 1 seitlich aus dem Einführungsrohr 3 in eine Mündung 6 ausläuft. In der Zentralbohrung 5 des Einführungsrohrs 3 ist der Koagulationsschaft 4 vor- und zurückschiebbar angeordnet. Der Koagulationsschaft 4 erstreckt sich in Fig. 1 mit seinem Koagulationskopf 7 über die Mündung 6 aus dem Einführungsrohr 3 heraus in das ihn umgebende in der Fig. 1 nicht dargestellte Gehirngewebe des Patienten. Der detaillierte Aufbau des Koagulationskopfes 7 ist in Fig. 2 gezeigt.

In der Fig. 2 ist ein Schnitt durch den strichpunktierten Ausschnitt II aus der Fig. 1 in einer Seitenansicht vergrößert dargestellt. Der Koagulationsschaft 4 besteht aus einem dünnen Mantel 8 aus schlecht wärmeleitenden Edelmetall, der mit einer äußeren Oberflächenbeschichtung 9 versehen ist, die durch eine sehr dünne Auflageschicht einer Aluminium-Gold-Legierung gebildet ist. Der durch den Mantel 8 des Koagulationsschaftes 4 gebildete Zylinder ist mit gepreßtem Quarzsand 10 gefüllt.

Der nicht isolierte vordere Bereich des Mantels 8 des Koagulationskopfes 7 bildet beim Kontakt mit dem Gewebe einen mit Hilfe von Hochfrequenz heizbaren Heizkopf 11, der in einen passiven Bereich 12 übergeht. Die äußere Oberflächenbeschichtung 9 des passiven Bereichs 12 ist mit einem Kunststoffmantel 13 überzogen.

Die Fig. 2 ist ebenfalls nicht maßstäblich gezeichnet; denn der Durchmesser des Heizkopfes 11 beträgt je nach der Art und der Menge des zu koagulierenden Gewebes etwa 0,2 Millimeter bis zu über einem Millimeter. Der Abstand von dem Heizkopf 11 bis zum passi-

ven Bereich 12 beträgt zwischen etwa 0,5 Millimeter bis u. U. 15 Millimeter bei großvolumigen Koagulationen.

In dem mit dem Quarzsand 10 gefüllten Koagulationsschachtel 4 sind ein erster Temperatursensor 14 und ein zweiter Temperatursensor 15 eingebettet. Die Temperatursensoren 14 bzw. 15 sind Ni-NiCr-Thermoelemente, die aus jeweils einem Ni-Draht und einem NiCr-Draht bestehen, die an einer ersten Kontaktstelle 16 bzw. an einer zweiten Kontaktstelle 17 zusammengeschweißt sind. Sie dienen der Messung der ersten Temperatur  $T_1$  an der ersten Kontaktstelle 16 bzw. der zweiten Temperatur  $T_2$  an der zweiten Kontaktstelle 17.

Wie auf der Zeichnung deutlich zu erkennen ist, befindet sich die erste Kontaktstelle 16 im wesentlichen in der räumlichen bzw. thermischen Mitte des Heizkopfes 11, so daß der erste Temperatursensor 14 die Temperatur  $T_1$  des Heizkopfes 11 erfaßt. Die zweite Kontaktstelle 17 ist in einem räumlichen Abstand zu der ersten Kontaktstelle 16 angeordnet. Der räumliche Abstand beruht vor allem auf dem axialen Versatz der Kontaktstellen 16 und 17 und liegt zumeist zwischen 0,5 Millimeter und 15 Millimeter, so daß, wie in der Fig. 2 dargestellt, der zweite Temperatursensor 15 am Beginn des passiven Bereichs 12 oder im passiven Bereich 12 angeordnet ist. Der zweite Temperatursensor erfaßt die zweite Temperatur  $T_2$ , die der Temperatur des sie umgebenden Gehirngewebes des Patienten entspricht und in indirekter Weise von der Erwärmung des Heizkopfes 11 beeinflußt wird. Dies wird durch die schlecht wärmeleitende Edeldrahtausführung des Mantels 8 unterstützt. Der zweite Temperatursensor 15 kann aber auch tiefer im passiven Bereich 12 unter dem Kunststoffmantel 13 vorgesehen sein, als dies in der Fig. 2 gezeichnet ist. Die vom zweiten Temperatursensor 15 erfaßte Temperatur  $T_2$  repräsentiert die Temperatur des den Temperatursensor 15 umgebenden Gehirngewebes des Patienten, das sich in einem vorbestimmten räumlichen Abstand zu dem Heizkopf 11 befindet und damit in einem vorbestimmten Abstand zu dem Koagulationszentrum.

Die Fig. 3 zeigt ein Blockschaftbild einer HF-Ansteuer- und Regelschaltung für das in der Zeichnung in nicht maßstäblicher Weise schematisch dargestellte Koagulationsinstrument 2.

In dem Koagulationskopf 7 des Koagulationsinstrumentes 2 sind der erste Temperatursensor 14 sowie der zweite Temperatursensor 15 zu erkennen. Die Temperatursensoren 14 und 15 sind mit einer einzigen Leitung dargestellt, die jeweils zwei Drähte repräsentieren. Diese Drähte enden zum einen an der ersten Kontaktstelle 16 in dem Heizkopf 11 bzw. an der zweiten Kontaktstelle 17 im passiven Bereich 12.

Zum anderen bilden die Drähte eine erste Temperaturleitung 18 bzw. zweite Temperaturleitung 19. Die Drähte sind aus dem proximalen Ende des Koagulationsinstrumentes 2 herausgeführt. Die zeichnerische Darstellung mit der seitlichen Herausführung der Temperaturleitungen 18 und 19 dient nur der Veranschaulichung.

Die erste Temperaturleitung 18 ist mit einem ersten Verstärker 20 verbunden. Die zweite Temperaturleitung 19 ist mit einem zweiten Verstärker 21 verbunden. Die Verstärker 20 und 21 weisen vorzugsweise jeweils einen Analog-Digital-Wandler und eine nachgeschaltete Lumineszenzlaserdioden auf. Dann kann die erste Datenleitung 22, die mit dem Ausgang des ersten Verstärkers 20 verbunden ist, aus einem Lichtwellenleiter aufgebaut sein. Auch die zweite Datenleitung 23, die mit dem Ausgang des zweiten Verstärkers 21 verbunden ist,

besteht dann aus einem Lichtwellenleiter.

Die Verwendung von Lichtwellenleitern gestattet wirkungsvoll die elektrische Trennung der Temperatursensoren 14 und 15 und ihrer nachgeschalteten Verstärker 20 und 21 von der signalverarbeitenden Elektronik. Dieser Vorteil kann insbesondere benutzt werden, wenn die Verstärker 20 und 21 in das proximale Ende des Koagulationsinstrumentes 2 integriert sind. Zu diesem Zwecke kann eine integrierte Schaltung vorgesehen sein, die über die Verstärker 20 und 21 verfügt und in der vorteilhafterweise zudem in einem Speichermittel die Kennlinien der verwendeten Temperatursensoren 14 und 15 abgespeichert sind. Dann kann der den stereotaktischen Eingriff vornehmende Chirurg in einfacher Weise das Koagulationsinstrument 2 austauschen, ohne daß an der HF-Ansteuer- und Regelschaltung neue Einstellungen vorgenommen werden müßten. Außerdem können die Form des Heizkopfes 11 und andere Steuermerkmale des Koagulationsinstrumentes 2 in der integrierten Schaltung gespeichert sein.

Somit entsprechen die Daten auf der ersten Datenleitung 22 der Temperatur  $T_1$  des Heizkopfes 11 und damit der Temperatur des Koagulationszentrums. Die Daten auf der zweiten Datenleitung 23 entsprechen der Temperatur  $T_2$  des den zweiten Temperatursensor 15 umgebenden Hirngewebes, das sich in einem vorbestimmten Abstand zu dem Koagulationszentrum befindet.

Die Datenleitungen 22 und 23 beaufschlagen eine Anzeigeschaltung 24. In der Anzeigeschaltung 24 wird aus den auf den Datenleitungen 22 und 23 anliegenden Daten für die Temperaturen  $T_1$  und  $T_2$  eine Größe  $f(t)$  gebildet, die ein Maß für die momentane räumliche Ausdehnung des Koagulates um den Heizkopf 11 ist.

In einfachster Weise kann dies durch eine digitale Größenanzeige des Durchmessers des Koagulates in Millimetern oder einer geeigneteren Meßgröße geschehen. Es ist aber auch eine grafische Darstellung auf einem Monitorbildschirm möglich. Diese kann wirkungsvoll unterstützt werden, wenn die Form des Heizkopfes 11 und andere Steuermerkmale des Koagulationsinstrumentes 2 in der integrierten Schaltung gespeichert sind. Diese Daten liegen über eine in der Zeichnung nicht dargestellte Steuerleitung an der Anzeigeschaltung 24 an und unterstützen den grafischen Bildaufbau. Somit ist dem Chirurg, der an einem für ihn nicht einsehbaren Ort Gewebe eines Patienten koaguliert, eine wirkungsvolle Kontrolle des Fortschreitens des Eingriffs gegeben.

Die erste Datenleitung 22 beaufschlagt desweiteren einen Eingang eines ersten Proportional-Integral-Differential-Regler 25, im Folgenden kurz erster PID-Regler 25 genannt. Der zweite Regeleingang des ersten PID-Reglers 25 ist mit einer Temperatursollwertleitung 26 verbunden. Über die Temperatursollwertleitung 26 liegt an dem ersten PID-Regler 25 ein vorbestimmtes Temperatursignal an, daß die maximal zulässige Temperatur für  $T_1$  repräsentiert.

Der erste PID-Regler 25 vergleicht in einem ersten Schritt die Daten der  $T_1$ -Solltemperatur mit den über die erste Datenleitung 22 eingehenden Daten für die Temperatur  $T_1$  des Heizkopfes 11. In einem zweiten Schritt erzeugt der erste PID-Regler 25 ein erstes Regelsignal 27, das an dem Regelausgang des ersten PID-Reglers 25 anliegt. Der Regelausgang ist über eine erste HF-Steuerleitung 28 mit einem Steuereingang eines HF-Generators 29 verbunden. Das erste Regelsignal 27 regelt die Ausgangsleistung des HF-Generators 29, die an seinem HF-Ausgang 30 bereitgestellt wird, derart, daß die Temperatur  $T_1$  an dem Heizkopf 11 des Koagu-

lationsinstrumentes 2 auf die vorbestimmte Solltemperatur aber nicht über sie hinaus ansteigt. Das Solltemperatursignal auf der Temperatursollwertleitung 26 beaufschlagt den ersten PID-Regler 25.

Die Datenleitungen 22 und 23 sind außerdem an zwei Eingänge einer Begrenzungsschaltung 31 angeschlossen. Die Begrenzungsschaltung 31 besteht aus einer Recheneinrichtung 32 und einem zweiten Proportional-Integral-Differential-Regler 33, im Folgenden kurz zweiter PID-Regler 33 genannt. In der Recheneinrichtung 32 wird aus den auf den Datenleitungen 22 und 23 anliegenden Daten für die Temperaturen  $T_1$  und  $T_2$  die Größe  $f(t)$  gebildet, die der momentanen räumlichen Ausdehnung des Koagulats um den Heizkopf 11 entspricht.

Eine Koagulationsgrößenleitung 34 ist mit einem weiteren Eingang des zweiten PID-Reglers 33 verbunden. Über die Koagulationsgrößenleitung 34 beaufschlagt ein Signal den zweiten PID-Regler 33, das dem Sollwert der gewünschten räumlichen Ausdehnung des Koagulats entspricht. Dieser Sollwert wird vor dem stereotaktischen Eingriff von dem operierenden Chirurgen voreingestellt.

Der zweite PID-Regler 33 vergleicht in einem ersten Schritt die Daten der durch die Größe  $f(t)$  gegebenen erreichten Ausdehnung des Koagulats mit den über die Koagulationsgrößenleitung 34 eingehenden Daten für die gewünschte räumliche Ausdehnung des Koagulats. In einem zweiten Schritt erzeugt der zweite PID-Regler 33 ein zweites Regelsignal 35, das an dem Regelausgang des zweiten PID-Reglers 33 anliegt. Der Regelausgang ist über eine zweite HF-Steuerleitung 36 mit einem weiteren Steuereingang des HF-Generators 29 verbunden. Das zweite Regelsignal 35 regelt ebenfalls die Ausgangsleistung des HF-Generators 29, die an dem HF-Ausgang 30 bereitgestellt wird. Die Regelung erfolgt derart, daß die geregelte Ausgangsleistung des HF-Generators 29 ein genaues Erreichen der gewünschten Koagulationsgröße gestattet. Die Wirkungsweise der Regelung wird im Zusammenhang mit Fig. 4 erläutert.

Weiterhin enthält der HF-Generator 29 weitere in der Zeichnung nicht dargestellte Steuereingänge. Diese begrenzen mit weiteren nicht dargestellten PID-Reglern unter anderem den maximalen Strom, die maximale Spannung, die maximale HF-Leistung und die maximale Zeitdauer der HF-Einspeisung des HF-Generators 29 in eine HF-Sendeleitung 37.

Der HF-Ausgang 30 ist über die HF-Sendeleitung 37 mit dem proximalen Ende des Koagulationsinstrumentes 2 verbunden, das die HF-Leistung über den Heizkopf 11 zum Gewebe weiterleitet.

Die Fig. 4 zeigt ein einfaches Temperatur-Zeitdiagramm für den Verlauf einer Koagulation. Es ist eine Temperaturskala 38 gegen eine Zeitskala 39 aufgetragen. Die Temperaturen sind in °Celsius und die Zeit in Sekunden angegeben. Es sind in dem Diagramm zwei Kurven dargestellt. Die erste Kurve ist eine Zentrumstemperaturkurve 40, die die Temperatur  $T_1$  an dem Heizkopf 11 des Koagulationsinstrumentes 2 darstellt, die durch den ersten Temperatursensor 14 erfaßt wird. Die zweite Kurve ist eine Randbereichstemperaturkurve 41, die die Temperatur  $T_2$  darstellt, die durch den zweiten Temperatursensor 15 erfaßt wird.

Vor Beginn der Koagulation weisen beide Temperatursensoren 14 und 15 die Temperatur des sie umgebenden Hirngewebes des Patienten auf, also etwas über 30° Celsius. Wenn der HF-Generator 29 eingeschaltet wird,

gibt er eine geregelte Leistung ab, die die Temperatur  $T_1$  im Gewebe ansteigen läßt. Die Regelung der HF-Leistung begrenzt dabei die Steigung der Zentrumstemperaturkurve 40. Im weiteren zeitlichen Verlauf wird die abgegebene HF-Leistung reduziert, um die Zentrumstemperaturkurve 40 asymptotisch an die gewünschte Maximaltemperatur 42 anzunähern, die im vorliegenden Fall auf etwas über 80° Celsius eingestellt ist. Die Daten über die zu erreichende Maximaltemperatur 42 werden über die Temperatursollwertleitung 26 in Fig. 3 dem ersten PID-Regler 25 zugeführt, der das Abflachen der Steigung der Zentrumstemperaturkurve 40 regelt.

Die Koagulation beginnt bei ungefähr 42° Celsius. Höhere Maximaltemperaturen als die voreingestellten etwa über 80° Celsius würden wiederum zur Austrocknung des Gewebes um den Heizkopf 11 des Koagulationsinstrumentes 2 führen, der dann gegenüber dem ihn umgebenden Gewebe elektrisch isoliert wäre. Zudem kann eine überhöhte Temperatur zu Verkohlungen oder Verbrennungen führen.

Die Randbereichstemperaturkurve 41 in Fig. 4 wird von dem zweiten Temperatursensor 15 erfaßt. Die jeweilig vorliegende Temperatur ist demgemäß die Temperatur  $T_2$  des sich in einem vorbestimmten Abstand vom Koagulationszentrum befindlichen Hirngewebes. Sie steigt in Abhängigkeit von der thermischen Leitfähigkeit und der Wärmekapazität des Gewebes sowie dem Abstand des zweiten Temperatursensors 15 vom Heizkopf 11 zeitverzögert gegenüber der Temperatur  $T_1$  an dem Heizkopf 11 an, um nach einer gewissen Zeit auch die Maximaltemperatur 42 zu erreichen.

Die in einem in der Fig. 4 mit  $t_2$  bezeichnetem Zeitpunkt vorliegende Temperaturdifferenz  $Z = T_1 - T_2$  ist vor allem von dem vorbestimmten Abstand des zweiten Temperatursensors 15 von dem Heizkopf 11 abhängig. Die momentane Temperatur 43 des ersten Temperatursensors 14 wird erst mit einer zeitlichen Verzögerung  $t_d$  am Ort des zweiten Temperatursensors 15 erreicht. Diese zeitliche Verzögerung  $t_d$  ist um so länger, desto größer der räumliche Abstand zwischen dem ersten Temperatursensor 14 an dem Heizkopf 11 des Koagulationsinstrumentes 2 und dem zweiten Temperatursensor 15 ist.

Aus dem Zusammenhang von einzelnen Temperaturdifferenzen  $Z$  zu Zeitpunkten  $t_2$ , zeitlichen Verzögerungen  $t_d$  dem oben genannten räumlichen Abstand zwischen den Temperatursensoren 14 und 15 und der abgegebenen HF-Leistung kann in jedem Zeitpunkt  $t$  auf die momentane räumliche Ausdehnung des Koagulats geschlossen werden, die in dem Blockschaltbild der Fig. 3 mit  $f(t)$  bezeichnet ist, und weiterhin die zukünftige räumliche Ausdehnung des Koagulats in einem späteren Zeitpunkt antizipiert werden. Dies gestattet wirkungsvoll die Regelung der HF-Leistung des HF-Generators 29 durch den zweiten PID-Regler 33, um die gewünschte Koagulationsgröße sicher zu erreichen ohne zu riskieren, sie zu überschreiten.

Die Meßwerterfassung und die Berechnung der Koagulationsgröße kann auch in einem kontinuierlichen Prozeß mit einer Vielzahl von Zwischenauswertungen geschehen.

Die Zentrumstemperaturkurve 40 und die Randbereichstemperaturkurve 41 verbleiben in dem in der Fig. 4 dargestellten Koagulationsprozeß nach ihrem Anstieg auf die Maximaltemperatur 42 auf diesem Temperaturwert konstant stehen. In einem realistischen Behandlungsfall wird die durch den HF-Generator 29 abgegebene HF-Leistung zeitlich schon vor Erreichen der

gewünschten Koagulatsgröße auf ein kleineres Leistungsniveau geregelt und schließlich abgeschaltet, so daß die Kurven 40 und 41 schließend zeitlich langsam auf ihren Anfangstemperaturwert nahe der Körpertemperatur des Patienten abfallen. Dabei dehnt sich während einer gewissen Zeit der Koagulationsbereich weiter aus, sofern nämlich die Temperatur des Gewebes durch die gespeicherte Wärme in verschiedenen Bereichen noch über 42° Celsius ansteigt.

Je nach gewünschter Koagulatsgröße kann die geregelte Verringerung der HF-Leistung des HF-Generators 29 schon zu einem Zeitpunkt erfolgen, bei dem die Temperaturen  $T_1$  und  $T_2$  unterschiedliche Werte aufweisen, so daß unter Umständen  $T_1$  und  $T_2$  die Maximaltemperatur 42 nicht erreichen.

Die Fig. 5 zeigt eine schematische aufgeschnittene Seitenansicht eines distalen Endbereichs eines Koagulationsinstrumentes 2 gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung. Das Koagulationsinstrument 2 ist direkt für stereotaktische Eingriffe vorgesehen, ohne daß ein Einführungsrohr 3 verwendet wird. Der Mantel 8 mit der Aluminium-Gold-Schicht der äußeren Oberflächenbeschichtung 9 ist steifer ausgebildet und weist meistens einen Durchmesser von 0,5 Millimeter bis einigen Millimetern auf. Das Koagulationsinstrument 2 kann aber auch flexibel ausgelegt sein. Der passive Bereich 12 ist mit dem einige Mikrometer dicken Kunststoffmantel 13 überzogen. Das Innere des Koagulationsinstrumentes 2 ist mit gepreßtem Quarzsand 10 gefüllt und weist den ersten Temperatursensor 14 und den zweiten Temperatursensor 15 auf. Die erste Kontaktstelle 16 befindet sich in dem Heizkopf 11 des Koagulationsinstrumentes 2. Die zweite Kontaktstelle 17 ist in einem vorbestimmten Abstand zu der ersten Kontaktstelle 16 des ersten Temperatursensors 14 angeordnet. Sie befindet sich vorzugsweise in einem Bereich des Mantels 8 des Koagulationsinstrumentes 2, der von dem Kunststoffmantel 13 überzogen ist.

In der Zeichnung sind die Temperatursensoren 14 und 15 nicht achsensymmetrisch zu der Längsachse des Koagulationsinstrumentes 2 gezeichnet. Bei den üblichen Größenverhältnissen von z. B. 1 zu 10 für das Verhältnis des Durchmessers des Koagulationskopfes 7 zu dem Abstand der zweiten Kontaktstelle 17 von der ersten Kontaktstelle 16 ist der Einfluß der genauen Lage der Kontaktstellen 16 und 17 in Querschnitten des Koagulationsinstrumentes 2 auf die gemessenen Temperaturen vernachlässigbar gering.

Die Fig. 6 zeigt einen Halbschnitt des distalen Endbereichs des Koagulationsinstrumentes 2 gemäß einem dritten Ausführungsbeispiel der Erfindung. Das Koagulationsinstrument 2 weist den Mantel 8 auf, der aus einem Nickelrohr 44 besteht. Das Innere des Nickelrohrs 44 ist mit Quarzsand 10 gefüllt. Das Nickelrohr 44 ist mit einer isolierenden Schicht 45 überzogen, vorzugsweise wird dazu Siliziumdioxid verwendet.

Diese isolierende Schicht 45 ist an verschiedenen Temperaturmeßstellen 46 entfernt. Über der isolierenden Schicht 45 sind dünne Bahnen 47 einer Nickel-Chrom-Legierung angeordnet, die an den Temperaturmeßstellen 46 das Nickelrohr 44 kontaktieren. Diese Metall-Metall-Übergänge 48, 49, 50 und 51 erzeugen eine elektrische Spannung, die proportional der gemessenen Temperatur ist. Den genauen Verlauf der Bahnen 47 zeigt die Fig. 7.

Die Fig. 7 stellt eine schematische Draufsicht auf den ausgerollten Mantel 8 eines Teiles des distalen Endbereichs des Koagulationsinstrumentes 2 gemäß dem drit-

ten Ausführungsbeispiel der Erfindung dar. Deutlich sind vier Bahnen 47 zu erkennen, die sich von den jeweiligen Temperaturmeßstellen 46 entlang der Längsachse des Nickelrohrs 44 auf der isolierenden Schicht 45 zu dem proximalen Ende des Koagulationsinstrumentes hin erstrecken. Die gesamte Oberfläche des Nickelrohrs 44 ist mit Ausnahme der Temperaturmeßstellen 46 mit der isolierenden Schicht 45 überzogen. Der erste Metall-Metall-Übergang 48 und der zweite Metall-Metall-Übergang 49 sind in gleichem kurzem Abstand zu dem Heizkopf 11 angeordnet. Diese doppelte Temperaturmessung der Temperatur in dem Heizkopf 11 gestattet eine hohe Sicherheit bei starker mechanischer Beanspruchung des Koagulationskopfes 7. Falls ein Thermoelement ausfällt und dadurch unter Umständen eine zu hohe HF-Leistung in den Heizkopf 11 geleitet werden würde, ist weiterhin ein intakter Metall-Metall-Übergang 48 oder 49 vorhanden.

Weiterhin sind dritte und vierte Metall-Metall-Übergänge 50 und 51 vorgesehen. Damit können zwei unterschiedliche Temperaturen  $T_2$  und  $T_2'$  gemessen werden, die beide charakteristisch für die Ausbreitung der von dem Heizkopf 11 ausgehenden Wärmeraumwelle sind. Das Koagulationsinstrument 2 ist vollkommen oder zum Teil noch mit einer in der Zeichnung nicht dargestellten weiteren Isolierschicht versehen, die außen auf der Isolierschicht 45 und den Bahnen 46 angeordnet ist.

Die Fig. 8 zeigt einen Querschnitt durch das Koagulationsinstrument 2 in weiterem Abstand von seinem Heizkopf 11 gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung. Der Mantel 8 des Koagulationsinstrumentes 2 ist mit der dünnen äußeren Oberflächenbeschichtung 9 überzogen. Diese wiederum weist einen dünnen isolierenden Kunststoffmantel 13 auf. Im Innern des Mantels 8 umgibt gepreßter Quarzsand 10 vier Doppeldrähte 52, 53, 54 und 55, die jeweils nur an ihrer Spitze einen elektrischen Kontakt miteinander bilden. Jeweils ein Draht der Doppeldrähte 52, 53, 54 und 55 bestehen aus Nickel, der jeweils andere besteht aus Nickel-Chrom. Der erste und der zweite Doppeldraht 52 und 53 führen zu Kontaktstellen im Bereich des Heizkopfes 11 des Koagulationsinstrumentes 2. Dort sind die jeweiligen Einzeldrähte der Doppeldrähte 52 bzw. 53 zusammengeschweißt und bilden Metall-Metall-Übergänge. Beide messen die Temperatur  $T_1$  des Koagulationszentrums. Der dritte und der vierte Doppeldraht 54 und 55 führen zu Kontaktstellen im passiven Bereich 12 des Koagulationsinstrumentes 2. Beide resultierenden Metall-Metall-Übergänge messen die Temperatur  $T_2$  des sie umgebenden Gehirngewebes.

Die Fig. 9 zeigt schließlich eine nicht maßstäblich gezeichnete, schematische Seitenansicht eines teilweise aufgeschnittenen distalen Endbereichs 1 eines Koagulationsinstrumentes 2 gemäß einem vierten Ausführungsbeispiel der Erfindung. Der Aufbau des Koagulationsinstrumentes 2 und des aus der Mündung 6 der Zentralbohrung 5 ragenden Koagulationskopfes 7 ist gegenüber dem ersten Ausführungsbeispiel unverändert geblieben. Jedoch sind in der Spitze des Einführungsrohrs 3 weitere Temperatursensoren 56 und 57 angeordnet. Die Zuleitungen der weiteren Temperatursensoren 56 und 57 sind der Übersichtlichkeit der Zeichnung halber nicht ausgezeichnet. Die weiteren Kontaktstellen 58 und 59 gestatten eine separate Temperaturmessung am Einführungsrohr 3. Dadurch können weitere Daten über die sich von dem Heizkopf 11 ausbreitenden Wärmeraumwelle gewonnen werden, die noch genauere Aussagen über den Koagulationsverlauf gestatten.

Durch die Verwendung von zwei Thermofühlern, von denen sich einer in dem Heizkopf 11 des Koagulationsinstrumentes 2 befindet, während der andere in einem vorbestimmten Abstand zu dem Heizkopf 11 angeordnet ist, kann die Koagulationsgröße exakt vorherbestimmt und so die gewünschte Ausdehnung des Koagulats genau erreicht werden. Die Ausgestaltung der Thermofühler kann außer den genannten Formen auch Halbleiterfühler, Widerstandsmeßfühler und als Fabry-Pérot-Interferometer arbeitende Lichtwellenleiter umfassen. Das Transmissionsverhalten eines solchen Interferometers gestattet den direkten Rückschluß auf die vorliegende Temperatur des Lichtwellenleiters und damit des ihn umgebenden Gewebes.

#### Patentansprüche

1. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung für chirurgische Zwecke, mit einem HF-Generator (29), einer HF-Leistungssteuerschaltung (20, 21, 25, 31, 32, 33), einem Koagulationsinstrument (2), das über einen Koagulationskopf (7) verfügt, der einen Heizkopf (11) und einen passiven Bereich (12) aufweist, wobei ein erster Temperatursensor (16, 48, 49) in dem Heizkopf (11) angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, daß das Koagulationsinstrument (2) in dem passiven Bereich (12) außerhalb des Heizkopfes (11) über mindestens einen zweiten Temperatursensor (17, 50, 51, 58, 59) verfügt, der in einem vorbestimmten Abstand zu dem ersten Temperatursensor (16, 48, 49) angeordnet ist.
2. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in unmittelbarer Nähe zu dem ersten Temperatursensor (48) ein Ersatztemperatursensor (49) angeordnet ist.
3. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß in unmittelbarer Nähe zu dem zweiten Temperatursensor (17, 50, 51, 58, 59) ein weiterer Ersatztemperatursensor (17, 50, 51, 58, 59) angeordnet ist.
4. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß weitere Temperatursensoren (51, 58, 59) in einem vorbestimmten räumlichen Abstand zu den ersten und zweiten Temperatursensoren (17, 50) angeordnet sind.
5. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite oder die weiteren Temperatursensoren (58, 59) in einem Einführungsrohr (3) des Koagulationsinstrumentes (2) angeordnet sind.
6. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (16, 17, 48, 49, 50, 51, 58, 59) durch Metall-Metall-Übergänge gebildet sind.
7. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß Schweißstellen von Doppelkräften im Innern des Koagulationsinstrumentes (2) die Metall-Metall-Übergänge bilden.
8. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Koagulationsinstrument (2) über ein Rohr (3) verfügt, das mit dem ersten Metall der Metall-Metall-Übergänge überzogen ist, und daß das erste Metall von einer isolierenden Schicht (45) überzogen ist, die ihrerseits von Bahnen (47) aus dem zweiten Metall

der Metall-Metall-Übergänge bedeckt ist, wobei die Bahnen (47) an Temperaturmeßstellen (46) durch Löcher in der isolierenden Schicht (45) das erste Metall kontaktieren.

9. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Metalle der Metall-Metall-Übergänge Nickel und Nickel-Chrom sind.

10. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (16, 17, 48, 49, 50, 51, 58, 59) Halbleitertemperaturfühler sind.

11. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (16, 17, 48, 49, 50, 51, 58, 59) Widerstandsmeßtemperaturfühler sind.

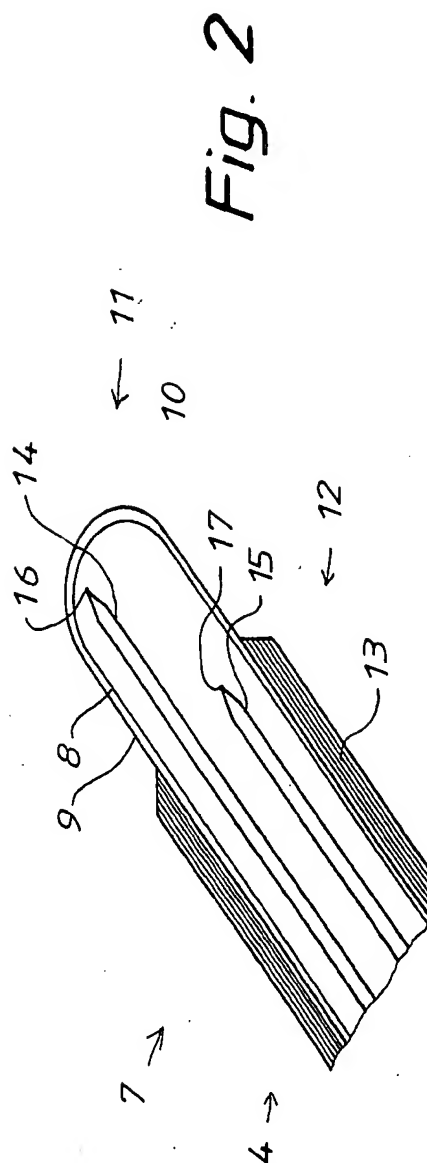
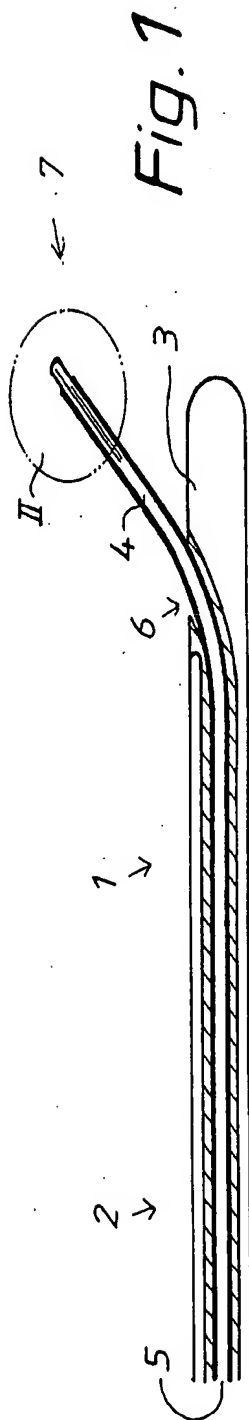
12. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (16, 17, 48, 49, 50, 51, 58, 59) aus kurzen Lichtwellenleiterstücken bestehen, die über einen Lichtwellenleiter an eine Laseroptik ankoppelbar sind.

13. Hochfrequenzkoagulationsvorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (16, 17, 48, 49, 50, 51, 58, 59) in einem axialen Abstand voneinander angeordnet sind.

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -





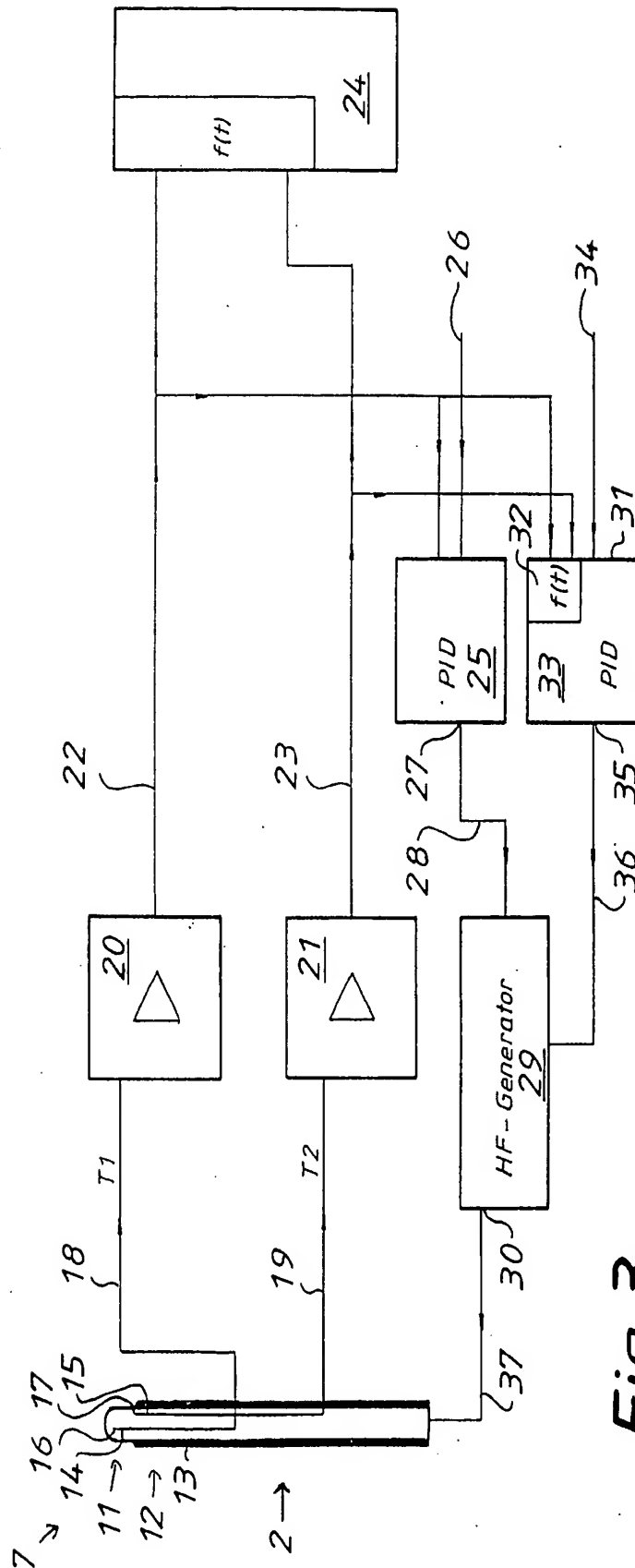
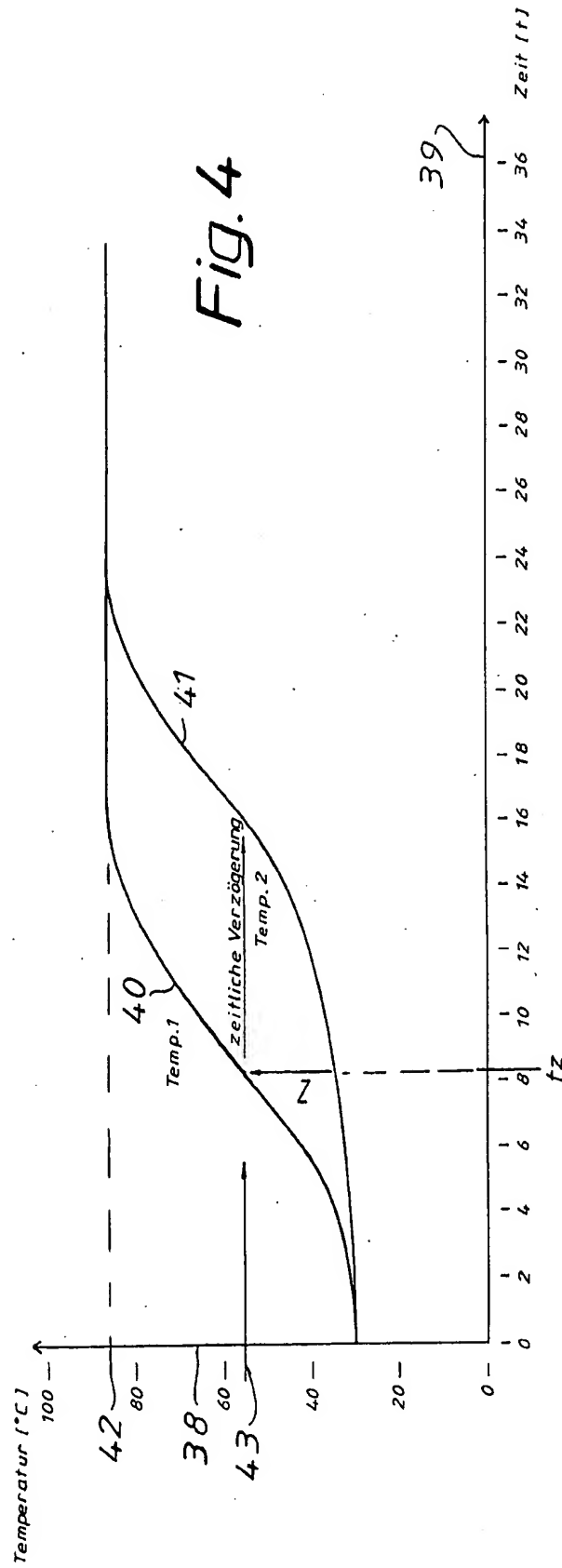


Fig. 3



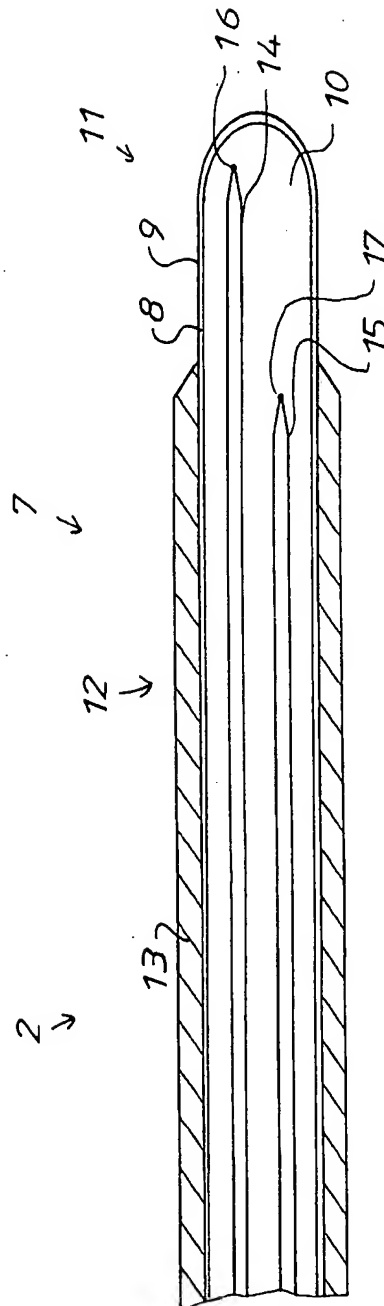


Fig. 5

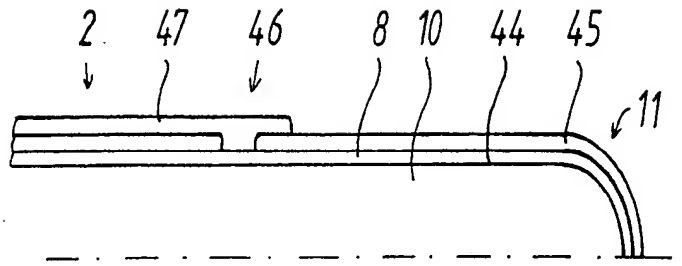


Fig. 6

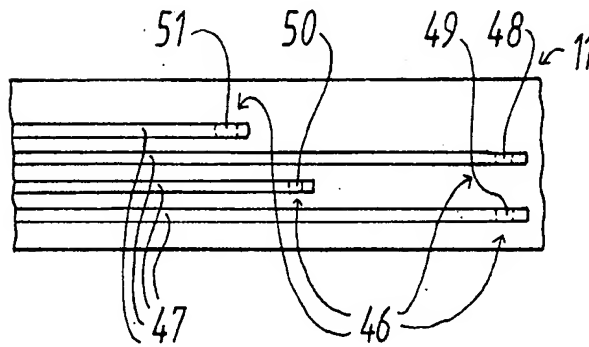
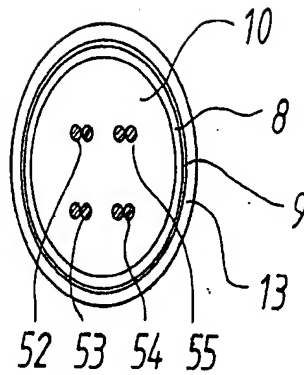


Fig. 7



*Fig. 8*

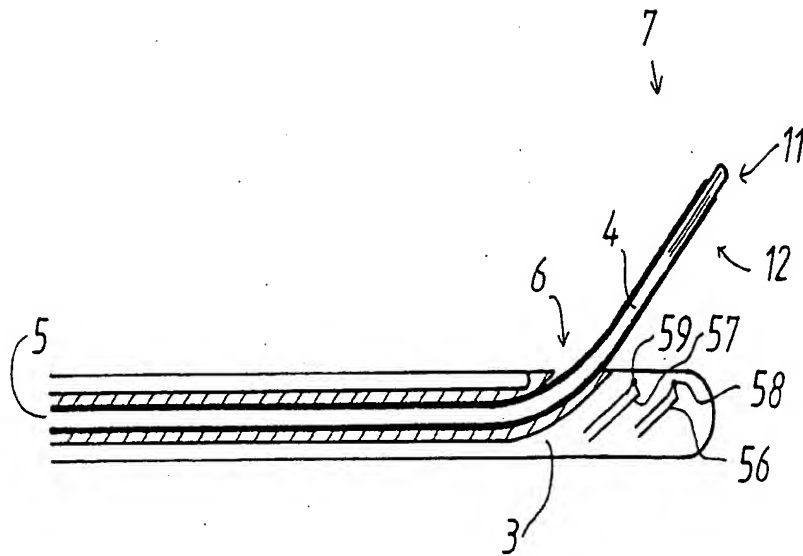


Fig. 9